

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表平11-501195

(43)公表日 平成11年(1999)1月26日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

H04N 5/21

識別記号

FI

H0 4 N 5/21

B

審查請求 未請求 予備審查請求 未請求(全 21 頁)

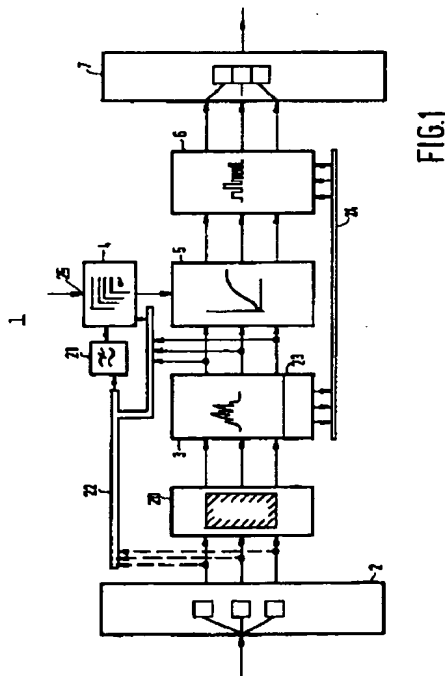
(21) 出願番号	特願平9-523476
(86) (22) 出願日	平成8年(1996)12月18日
(85) 翻訳文提出日	平成9年(1997)8月18日
(86) 国際出願番号	PCT/IB96/01426
(87) 国際公開番号	WO97/23993
(87) 国際公開日	平成9年(1997)7月3日
(31) 優先権主張番号	95203590.5
(32) 優先日	1995年12月21日
(33) 優先権主張国	オランダ(NL)
(81) 指定国	EP(AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), JP

(71)出願人	フィリップス エレクトロニクス エヌ ペー オランダ国, 5621 ペーアー アイन्दー フェン, フルーネヴァウツウエッハ 1番
(72)発明者	アーハ, ティル オランダ国, 5656 アーアー アイन्दー フェン, プロフ・ホルストラーン 6番
(72)発明者	ケンツ, ディエトマール ヴィルヘルム オランダ国, 5656 アーアー アイन्दー フェン, プロフ・ホルストラーン 6番
(74)代理人	弁理士 伊東 忠彦 (外1名)

(54) 【発明の名称】 画像内のノイズ減少方法

(57) 【要約】

画像処理の方法で、画像は一以上のブロックに分割される。分けられたブロックはその画素値がスペクトル係数に変換されるよう空間周波数変換される。画像のノイズレベルは推定され、減少されたスペクトル係数はスペクトル係数及び推定されたノイズレベルから得られる。処理されたブロックに対する画素値は減少されたスペクトル係数から合成され、処理されたブロックは処理された画像に組み立てられる。ノイズレベルは画像内の画像情報から推定される。好ましくは画像が収集された環境に関する少しのパラメータがまたノイズレベルの推定に対して考慮される。



## 【特許請求の範囲】

1.

- － スペクトル係数が画像から得られ、
  - － 画像のノイズレベルが推定され、
  - － 減少されたスペクトル係数が該スペクトル係数及び推定されたノイズレベルから得られ、
  - － 処理された画像は該減少されたスペクトル係数から合成される画像処理方法であって、
  - － ノイズレベルは主に画像から推定される
- ことを特徴とする画像処理方法。

2.

- － 画像が幾つかのブロックに分割され、
  - － 分割されたブロックに対して
    - － スペクトル係数が得られ、
    - － ノイズレベルが推定され、
    - － 減少されたスペクトル係数が問題のブロックのスペクトル係数及び該ノイズレベルから得られ、
    - － 処理されたブロックは該減少されたスペクトル係数から合成され、
    - － 処理されたブロックは処理された画像に組み立てられる画像処理方法であって、
    - － ノイズレベルは主にそれぞれのブロックから推定される
- ことを特徴とする画像処理方法。

3. それぞれのノイズレベルは別のブロックの平均輝度値から得られることを特徴とする請求項2記載の画像処理方法。

4.

- － ノイズレベルの推定はスペクトル係数の統計的分散の計算を含み、
- － 減少されたスペクトル係数は該統計的分散及びスペクトル係数から得られる

ことを特徴とする請求項1乃至3のうちいずれか1項記載の画像処理方法。

5.

ー 減衰関数をスペクトル係数に掛けることにより計算され、別の減少されたスペクトル係数は該スペクトル係数とその統計的分散の比の区間  $[0, 1]$  の範囲を有することを特徴とする請求項1乃至4のうちいずれか1項記載の画像処理方法。

6. 減衰関数は増加関数であることを特徴とする請求項5記載の画像処理方法。

7. 別のブロックに対するスペクトル係数を得る前に、該ブロックの境界領域の画素値の絶対値が減少されることを特徴とする請求項1乃至6のうちいずれか1項記載の画像処理方法。

8. 減少されたスペクトル係数を得るために、スペクトル係数が関係する画像情報の画像内の空間的な分布が考慮されることを特徴とする請求項1乃至7のうちいずれか1項記載の画像処理方法。

9.

- ー 画像を幾つかのブロックに分割するブロック発生器と、
- ー 該ブロックからスペクトル係数の組を得る変換ユニットと、
- ー 該ブロックのそれぞれのノイズレベルを推定するノイズ推定

器と、

ー 該スペクトル係数と該ノイズレベルから該ブロックに対する減少されたスペクトル係数の組を得るノイズ減衰器と、

ー 減少されたスペクトル係数のそれぞれの組から処理されたブロックを合成する合成ユニットと、

ー 処理されたブロックを処理された画像に組み立てる組立ユニットと  
からなる画像処理システムであって、

ー ノイズ推定器は主にそれぞれのブロックから、特にそれぞれのブロックの一以上の局部平均輝度値から該ノイズレベルを推定するよう配置されている  
ことを特徴とする画像処理システム。

10.

- ー X線画像から画像信号を得るX線検出器と、
- ー 画像信号を処理する画像処理システムとからなり、

該画像処理システムは、

- ー 画像信号をそれぞれのブロックを表すブロック信号に分割するブロック発生器と、
- ー それぞれのブロック信号からスペクトル係数の組を得る変換ユニットと、
- ー 該ブロック信号のそれぞれのノイズレベルを推定するノイズ推定器と、
- ー スペクトル係数と該ノイズレベルから該ブロックに対する減少されたスペクトル係数の組を得るノイズ減衰器と、
- ー 減少されたスペクトル係数の組から処理されたブロック信号を合成する合成ユニットと、
- ー 処理されたブロック信号を処理された画像信号に組み立てる組立ユニットと

からなるX線検査装置であって、

- ー ノイズ推定器は、主にそれぞれのブロック信号から、特にそれぞれのブロック信号の一以上の局部平均信号レベルから該ノイズレベルを推定するよう配置されている

ことを特徴とするX線検査装置。

11.

- ー ノイズ推定器は画像パラメータをノイズレベルを推定するために考慮するよう配置されている

ことを特徴とする請求項10記載のX線検査装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 画像内のノイズ減少方法

本発明は

- ー スペクトル係数が画像から得られ、
- ー 画像のノイズレベルが推定され、
- ー 減少されたスペクトル係数が該スペクトル係数及び推定されたノイズレベルから得られ、
- ー 処理された画像は該減少されたスペクトル係数から合成される

画像処理方法に関する。

本発明はまたスペクトル係数が画像から得られ、画像のノイズレベルが推定され、減少されたスペクトル係数が該スペクトル係数及び推定されたノイズレベルから得られ、処理された画像は該減少されたスペクトル係数から合成され、ノイズレベルは主に画像から推定されることを特徴とする画像処理方法で画像を分割するブロック発生器からなる画像処理システムに関する。本発明はまた画像を幾つかのブロックに分割するブロック発生器と、該ブロックからスペクトル係数の組を得る変換ユニットと、該ブロックのそれぞれのノイズレベルを推定するノイズ推定器と、該スペクトル係数と該ノイズレベルから該ブロックに対する減少されたスペクトル係数の組を得るノイズ減衰器と、減少されたスペクトル係数のそれぞれの組から処理されたブロックを合成する合成ユニットと、処理されたブロックを処理された画像に組み立てる組立ユニットとからなり、ノイズ推定器は主にそれぞれのブロックから、特にそれぞれのブロックの一以上の局部平均輝度値から該ノイズレベルを推定するよう配置されていることを特徴とする画像処理方法に関する。本発明は更

に検査される対象のX線画像を形成するX線ビームを出射するX線源と、X線画像を画像信号に変換するX線検出器と、画像信号を処理する該種類の画像処理機とからなるX線検査装置に関する。

画像処理のそのような方法及びそのような画像処理システムは欧州特許出願EP 0 6 1 6 4 6 5から知られている。

画像処理の知られている方法によればデータサンプルの三次元ブロックは一連の画像から形成される。そのような三次元ブロックは実際に複数の連続した画像の対応する一連のブロックである。データサンプルの三次元ブロックは時間周波数スペクトル係数の三次元ブロックに変換される。即ち、連続する画像の画素値は時間スペクトル分解 (decomposition) に変換される。ノイズレベルは静的であるはずのデータサンプルに関連する時間周波数係数から推定される。特に一連の画像のコンポジットビデオ信号のブランキング周期に関係する時間周波数スペクトル係数はノイズレベルを推定するために用いられる。

知られている方法は多数の連続する画像がノイズが効果的に減少された処理された画像を形成するために必要とされるという欠点を有する。知られている方法が一連の画像を要求する故にノイズが減少される処理された画像の形成に時間遅れが生ずる。典型的には少なくとも8つの画像が時間周波数スペクトル係数が得られる前に形成されなければならない。故に一秒当たり25画像の所望の速度で少なくとも280msの時間遅れが生ずる。そのような時間遅れはX線フルオロスコーピーが医学的なインターベンションをなすように用いられるときには受け入れられないものである。更にまた効果的なノイズ減少は知られている方法ではノイズレベルが画像の信号レベルと独立であるときにのみ達成される。特に知られている方法は良くてもX線フルオロスコーピー画像でのノイズを減少するようにはほとんど適合されない。

X線フルオロスコーピーは好ましくは低X線強度で、連続的に、又

は高いパルスレートでパルス状にX線ビームで患者を照射することを含み、それにより一連のX線画像を形成する。そのようなX線画像から電子画像信号がX線検出器により得られ、電子画像信号はX線画像の画像情報が表示されるモニタに入来する。特に医学的なインターベンション中にX線画像は一秒に25から30画像の非常に高い速度で表示され、それにより患者の内側で動かされるカテーテルの動きに追従可能である。知られている画像処理方法は画像ノイズが減少される非常に高速な画像形成に対して遅すぎる。特に知られている画像処理方法は医学的なインターベンション中に用いられるためには遅すぎる。

更にまた知られている画像処理方法は信号レベルを考慮に入れずにノイズレベルを推定する。故に知られている画像処理方法は信号に依存するノイズを減少するために適切ではない。特に低X線強度でのX線画像でノイズはポアソン分布の性質を有するX線量子ショットノイズが支配的である。このようにノイズレベルはX線強度即ちX線画像の輝度値に依存し、故に表示された画像に転写されたノイズは表示された画像の輝度に依存する。故に知られた画像処理方法が5つの画像に適用されるのに適切ではない更なる理由はノイズが効果的に減少される処理された画像を形成することが必要であることである。更にまた効果的なノイズ減少はノイズレベルが画像の信号レベルと独立な時のみに知られた方法で達成される。特に知られている方法は良くてもX線フルオロスコーピー画像でノイズを減少するのにほとんど適していない。何故ならば知られている方法は一連の画像を必要とし、ノイズが減少される処理された画像の形成に時間遅延が生ずるからである。典型的に少なくとも8つの画像が時間周波数スペクトル係数が得られる前に形成されなければならない。故に一秒間に25画像の所望の速度で少なくとも280msの時間遅延が生ずる。そのような遅延はX線フルオロスコーピーが医学的なインターベンションを支援するよう用いられるときには受容

され得ないものである。

X線フルオロスコーピーは好ましくは低X線強度で、連続的に、又は高いパルスレートでパルス状にX線ビームで患者を照射することを含み、それにより一連のX線影像を形成する。各X線画像は患者の空間的に変化するX線吸収により形成される。これらのX線画像はX線検出器によりピックアップされる。そのようなX線画像から電子画像信号がX線検出器により得られ、電子画像信号はX線画像の画像情報が表示されるモニタに入来する。特に医学的なインターベンション中にX線画像は一秒に25から30画像の非常に速い速度で表示され、それにより患者の内側で動かされるカテーテルの動きに追従可能である。知られている画像処理方法は画像ノイズが減少される非常に高速な画像形成に対して遅すぎる。特に知られている画像処理方法は医学的なインターベンション中に用いられるためには遅すぎる。

更にまた知られている画像処理方法は信号レベルを考慮に入れずにノイズレベルを推定する。故に知られている画像処理方法は信号に依存するノイズを減少するために適切ではない。特に低X線強度でのX線画像でノイズはポアソン分布の性質を有するX線量子ショットノイズが支配的である。このようにノイズレベルはX線強度即ちX線画像の輝度値に依存し、故に表示された画像に転写されたノイズは表示された画像の輝度に依存する。故に知られた画像処理方法がブロック又はそれと別のブロックに対する該ブロックの画素値からスペクトル係数を得る一以上のブロック及び変換ユニットと、画像のノイズレベルを推定するノイズ推定器と、スペクトル係数及びノイズレベルから減少されたスペクトル係数を得るノイズ減衰器とに適用されるのに適切ではない更なる理由は知られている画像処理方法はノイズレベルがX線強度に依存することを考慮しないからである。

本発明の目的は画像を処理する方法を提供することであり、より

詳細にはX線画像で、その処理が実質的にノイズを減少し、高速画像でノイズを減少するのに適するよう充分速い方法を提供することである。

この目的はノイズレベルが主に画像から推定されることを特徴とする本発明による方法により達成される。

ノイズレベルが特に画像の画素により表される画像情報から得られる故に本発明による方法はノイズレベルの正確な推定をなす。従って本発明による方法はノイズが信号に依存する画像内のノイズを効果的に減少する。特に本発明による方法はX線画像のX線量子ノイズを効果的に減少させるのに適している。この画像処理方法は入力画像が比較的低い信号レベルを有する場合でさえ高い信号対ノイズ比を有する処理画像をもたらす。ノイズレベルを推定する更なる改善は一以上の画像が形成される条件にかかわるパラメータがまたその画像の画像情報とは別に考慮されるときにまた考慮される。

ノイズレベルが処理される画像から推定される故に処理される画像の形成にいかなる遅延もほとんど生じない。特に連続する複数の画像を形成するために生ずる遅延はない。この場合に本発明による画像処理方法は速い連続で次々に続く一連の画像で実施され、処理がフレーム毎に基づいて実施される場合に処理された



画像の形成でのいかなる遅延もほとんど生じない。故に本発明の方法は一秒に25から30画像のような速い画像速度で形成された画像でのノイズを減少することを可能にする。

X線量子ノイズは低X線強度で形成されたX線画像の主なノイズ成分であり、本発明の方法は高い画像レートで実施されるのに適しており、本発明の画像処理方法は連続的又は高X線パルスレートのいずれかで形成されたX線フルオロスコーピーにより形成された画像のノイズを減少するのに特に適している。ノイズがX線フルオロスコーピーで効果的に減少されるのでこの方法は医学的インターベンションをなすときに実施されることが特に好ましい。即ちこの画像

処理方法はカテーテルのような小さな対象の動きが明確に可視化されるような低ノイズレベル及び高信号対ノイズ比の画像を形成しうる。

画像がそれぞれのノイズレベルが推定される幾つかのブロックに分割されるときに別のブロックのノイズレベルの差が考慮される。特に画像の別の部分でノイズレベルが異なる場合にさえ本発明の画像処理方法は問題の画像情報が維持される一方でノイズが効率的に減少される処理された画像を提供する。更にまた別のブロックで、画像構造の部分は画像構造が全体の画像のかなり小さな部分を占めるがそれぞれのブロックの比較的大きな部分を占める。結果として別のブロックの空間的係数でより小さなブロックの大きさが用いられると画像情報にノイズがより混合しない。他方で実質的な画像構造を含み得るようブロックは充分大きくなければならない。実際に適切なブロックの大きさは $32 \times 32$ 又は $64 \times 64$ 画素である。ブロックが相互に独立に処理されるのでブロックは並列にも又は連続的にも処理される。画像の早い連続が処理される場合には推定されるノイズレベルは幾つかの寄与に分割されることが好ましい。現在処理されている画像の局所的な特性にかかわるノイズレベルへの第一の寄与及び推定されたノイズレベルの第二の寄与は例えば画像収集環境を変化する結果として時間的にゆっくり変化する。第二の寄与は画像化システムの先験的な情報を用いて設定され、処理される画像の簡単な統計的な評価から更に正確に調整される。第二の寄与は第一の寄与に比べて非常にゆっくりとしか変化しないことがわかる故に統計的な評価はそ

れが画像処理でいかなる付加的な遅延も含まないように既に処理されている初期の画像の連続に基づいて主になされる。

本発明による画像を処理する方法の好ましい実施はノイズレベルは別のブロックの平均輝度値から得られることを特徴とする。

多くの実際的な状況でそれぞれのブロックのノイズレベルは各ブ

ロックの平均輝度に強く依存する。平均輝度からノイズレベルに対する正確な推定が複雑な計算の必要なしに得られる。特にX線フルオロスコピーではノイズレベルはX線量子ショットノイズが主である。X線量子ショットノイズが強いポアソン特性を有する故に各ブロックの平均輝度はノイズレベルの正確な推定を提供する。ノイズレベルが各これらのブロックの平均輝度値からそれぞれのブロックに対して得られるので画像内のノイズレベルの変動は考慮される。更なる改善は画像が形成される条件にかかわる一以上のパラメータがまた考慮に入れられるときにノイズレベルを推定するよう得られる。即ちブロックの平均値により表される画像情報から別の画像情報を含まない画像パラメータがノイズレベルがより正確に推定されていたとしても考慮される。

本発明による画像処理方法の更に好ましい実施例はノイズレベルの推定はスペクトル係数の統計的分散 (statistical variances) の計算を含み、減少されたスペクトル係数は該統計的分散及びスペクトル係数から得られることを特徴とする。

各スペクトル係数の統計的な分散はそのスペクトル係数のノイズ成分の正確な近似をなす。特に統計的な分散はノイズが平均値からの画素値の非常に大きな偏差を引き起こす揺らぎが非常にまれに生ずる状況でのノイズにかかわる揺らぎに対する正確な表現である。例えばガウス分布のノイズ又はポアソン分布のノイズは統計的な分散により正確に表されるノイズレベルを生ずる。更にまた統計的分散の計算で画像の問題のブロックの画素値は比較的複雑ではない。

本発明による画像処理方法の更に好ましい実施例は別の減少されたスペクトル係数は該スペクトル係数とその統計的分散の比の区間  $[0, 1]$  の範囲を有する減衰関数にスペクトル係数を掛けることにより計算されることを特徴とする。

スペクトル係数がその統計的分散に対するそれぞれの比により減

少されるので画像情報に全くかかわらないようなスペクトル係数が非常に減少され、一方で画像情報を含むようなスペクトル係数はそれほど減少されず、又は全く減少されない。斯くして一方で小さな詳細の画像情報をも維持し、そのような詳細が画像のその周囲に関してほとんどコントラストを有さないとしても、ノイズの減少は達成される。

本発明による画像処理方法の更に好ましい実施例は減衰関数は増加関数である。

そのスペクトル係数のその統計的分散に対する比がより低いほど、スペクトル係数が画像情報を含む尤度は大きい。増加する減衰関数が用いられるので小さな詳細を画像に維持する一方でノイズを高精度に減少することが達成される。

本発明による画像処理方法の更に好ましい実施例はスペクトル係数は画像の画素値の離散的高速フーリエ変換、離散的コサイン又はサイン変換、又は離散的ハートレイ変換により得られる。画素値をスペクトル係数に変換するそのような変換は高速計算でデジタル的に実施されるのに特に適する。更にまたそのような変換は現在一般に市販されているハードウェア部品により実行可能である。

本発明による画像処理方法の更に好ましい実施例は別のブロックに対するスペクトル係数を得る前に該ブロックの境界領域の画素値の絶対値が減少されることを特徴とする。

別のブロックの境界領域の画素値の絶対値の減少は「ウインドウイング」と称される。ウインドウイングはスプリアス高周波成分の導入を妨げ、この揺動は一般に「スペクトル漏洩」と称される。更にまたウインドウイングは好ましくは重複領域であるブロックからその隣接ブロックへの平滑な遷移をなすために実施される。特定のウインドウイングはブロックの重複部分で画素値にウインドウ係数を掛けることにより実施可能であり、このウインドウ係数は重複領域の境界での画素に対してゼロになりがちである。更にまた好まし

くはウインドウ係数は別のブロックの画素値にかかわり、この画素値は合計して

一定値になる完全な画像の同じ画素に関係する。好ましくはウインドウ係数は一のブロックからその隣のブロックへの重複領域でゼロに傾斜し、ウインドウ係数が合計して一になる完全な画像の同じ画素に関係するように選択される。これらの好ましいウインドウ係数が用いられるときに処理されたブロックを組み立てるときにいかなるアーティファクトもほとんど発生しない。

ウインドウイングに関して離散的コサイン変換が用いられるときにウインドウイングはスペクトル漏洩を回避するために必要とされない。故にブロック間の重複はそのような重複としてブロックアーティファクトを減少する関数のみが減少される。そのようなブロックアーティファクトは処理された画像の揺動する縁として突出する。更にまた離散的コサイン変換が用いられるときにウインドウイングは好ましくはブロックアーティファクトが処理されたブロックが処理された画像に組み立てられる間に導入されることを回避するために処理されたブロックを処理された画像に組み立てる直前になされる。

本発明による画像処理方法の更に好ましい実施例は減衰されたスペクトル係数を得るためにスペクトル係数が関係する画像情報の画像内の空間的な分布が考慮されることを特徴とする。

この実施例はほとんどコントラストを有さない場合でさえノイズを減少する一方で処理された画像の非常に引き伸ばされた構造に関する画像情報を保持することを許容する。これはノイズが画像内で一以上の方向で大きな値を有するスペクトル係数に含まれる画像情報から識別され、一方でノイズは実質的に空間的に均一に分布されるスペクトル係数を生じさせることから達成される。斯くして本発明による方法は問題の画像情報を保持する一方で効果的にノイズを減少する。

特に低信号対ノイズ値に対応するがそれはまた主要な方向を有す

る引き伸ばされた構造に対応するスペクトル係数が減衰されることを防ぐ。この目的のために別の空間周波数に対して局部信号対ノイズ比がスペクトル係数の処理中のブロックの平均輝度に対して保持されるノイズレベルに対する比の二乗として計算される。好ましくはノイズレベルは画像システムの転写特性を考慮する係数を乗算される。画像内のアーティファクトに対する高い感度を打ち消すため

に局部信号対ノイズはクリップされ、それによりその値は所定の範囲内に収まる。(クリップされた)局部信号対ノイズ比の二次元補償から一以上の主要な方向が比較的高い値を有する局部信号対ノイズ値が集中される部分に沿って決定される。空間周波数領域でのこれらの主要な方向は画像構造が延在する方向に沿った画像内の方向に関連する。特に顕著な画像構造が画像内で水平に延在するときに画像内の垂直なラインに沿った画素値の強い変動が存在する。これは画素値  $p_{nm}$  が第一の指標  $n$  に支配的に変動され、一方でそれは第二の指標  $m$  に関しては非常にゆっくりとしか変化しない。そのような画像を変換する空間周波数に関してスペクトル係数及び局部信号対ノイズ値  $c_{ij}$  は低い値を有する第二の指標  $j$  に対して比較的高い値を有する。特に局部信号対ノイズ値  $c_{ij}$  は  $j = 0$  に対して高い値を有する。

該主要な方向は例えばそのマトリックス要素として局部信号対ノイズ値の重み付き平均を有するいわゆる「慣性マトリックス」から得られる。重みは関連する局部信号対ノイズ比の周波数領域でそれぞれの軸に沿った距離に関係する。そのような主要な方向は慣性マトリックスの主軸に対応する。一旦主要な方向が比較的高い値を有する局部信号対ノイズ値の集中に沿って得られると一以上の主要な方向に対する局部信号対ノイズ比の周波数領域での距離が計算される。あるいは別の局部信号対ノイズ比と、周波数領域での原点と局部信号対ノイズ比の位置とを通るラインと主要な方向の一つに沿った原点を通るラインとの間の角度とを計算してもよい。主要な方向

で、又はそれに近接した局部信号対ノイズが減少され過ぎるのを回避するために減少されたスペクトル係数は関連する局部信号対ノイズ比と該一以上の主要な方向との間の周波数領域での距離を考慮に入れた局部信号対ノイズ比から得られる。あるいは該角度を考慮に入れても良い。好ましくは局部信号対ノイズ比に関するスペクトル係数は対応する局部信号対ノイズ比がかなり小さいにもかかわらず画像情報を保持する減少されたスペクトル係数を得るために主要な方向からはるかに離れて位置している故により減少される。

画像内の空間分布を考慮に入れる段階はまた好ましくは画像内の画像情報から

主にノイズを推定する段階から分離して用いられる。本発明の更なる目的は実質的に処理の遅延を回避する一方でノイズを実質的に減少するようX線画像から得られた画像を処理するのに適した画像処理システム及びX線検査装置を提供することにある。

本発明による画像処理システムはノイズ推定器は主にそれぞれのブロックから、特にそれぞれのブロックの一以上の局部平均信号輝度値から該ノイズレベルを推定するよう配置されることを特徴とする。

そのような画像処理システムは特に本発明による画像処理方法を実施するために適している。現在の画像処理システムではブロック発生器、変換ユニット、ノイズ推定器、ノイズ減衰器、合成器のような幾つかの部分の機能は適切にプログラムされたコンピュータ又は空間的に設計された（マイクロ）プロセッサによりなされる。

本発明によるX線検査装置はノイズ推定器は主にそれぞれの画像ブロック信号から、特に画像信号の一以上の局部平均信号レベルから該ノイズレベルを推定するよう配置されることを特徴とする。

X線検査装置は本発明による画像処理方法を実施する画像処理システムにより実施される。このX線検査装置では画像処理システムがX線画像を表す画像信号上でこの画像処理方法を実施する。処理された画像信号は画像の小さな詳細の画像信号が維持される一方で

ノイズは減少される。特にX線画像ノイズはX線強度に強く依存するX線量子ノイズが支配的である。従って画像信号のノイズレベルの正確な推定はX線画像の局部平均輝度を表す局部平均信号レベルから得られる。局部平均信号レベルは全体の画像より実質的に小さいが、局部平均の正確な計算を許容するのに十分な大きさの画素数からなる十分に大きい画像の部分の平均画素値を表す。例えばそのような部分は $32 \times 32$ 又は $64 \times 64$ 画素からなる。局部平均信号レベルはそれぞれのブロックに属する画像信号のそれぞれの部分の平均信号レベルとして形成される。あるいは局部平均信号レベルは画像信号の低周波数成分から得ても良い。

本発明によるX線検査装置はノイズ推定器は画像パラメータをノイズレベルを推定するように考慮するよう配置されることを特徴とする。

X線画像でノイズはX線画像の局部強度から正確に得られるポアソン分布のX線量子ノイズが支配的である。X線画像の局部強度の電子的画像信号内の局部平均信号レベルへの転写はX線画像増倍器のフォーマットのようなX線検出器システムの種々の部品の設定に依存し固定された局部平均輝度でノイズレベルはX線源の設定にたとえ弱くとも依存する。

本発明のこれらの及びその他の特徴は以下に図を参照して例により詳細に説明される。

図1は本発明による画像処理システムのブロック図を示す。

図2は本発明によるX線検査装置の概略ブロック図を示す。

図1は本発明による画像処理システムのブロック図を示す。信号レベルが画像情報を表す入力画像信号はブロック発生器2へ供給され、これは画像信号をブロック信号に分割する。各ブロック信号は例えば画像内の $32 \times 32$ 又は $64 \times 64$ 画素のブロックに属する。

ブロックは概略ブロックの寸法の半分又はそれより少なく重複する。別のブロック信号はウインドウイングユニット20に到来し、これは各ブロックのエッジ部分の画素値を減少する。好ましくはこの減少は各ブロックの画素値を該ブロックの中心で1でありブロックの端で低い値に減少する平滑な関数であるウインドウ係数で乗算することにより達成される。例えば三角形のバートレット (Bartlett) ウインドウ、コサインのように減少するハニング (Hanning) ウインドウは非常に平滑でありそれにより小さな重複が可能である。そのようなウインドウの更なる詳細はWilliam H. Press等による数値計算の数学のハンドブック "Numerical Recipes" (Chapter 12.7) から知られている。ウインドウイングユニット20は平滑なブロック信号をスペクトル係数を形成するようウインドウ処理されたブロック信号を形成する変換ユニット3に供給する。この目的のために高速フーリエ変換 (FFT)、離散的コサイン変換 (DCT)、離散的サイン変換 (DST)、又は離散

的ハートレー変換のような周波数変換がウインドウ処理されたブロック信号の信号レベルに適用される。ノイズ減少を達成するために変換器ユニット3により計算されたスペクトル係数はノイズ減衰器5に供給される。特にスペクトル係数の強度は減少されるようノイズ減衰器5に供給される。スペクトル係数の位相はメモリ部分23に一時的に記憶され、それは変換ユニット3に結合される。あるいは図1に示されるようにメモリ部分23は変換ユニット3に組み込まれてもよい。各ブロックでノイズレベルを得るためにノイズ推定器4はブロック信号からノイズレベルを得るよう設けられる。好ましくは各ブロック信号の低周波数成分はノイズ推定器に到来する。低周波数成分は好ましくは変換ユニット3により供給される。この目的のために変換器ユニットはその出力をバス22に結合し、それはノイズ推定器4の入力に結合される。あるいは別の低域通過フィルタが設けられ、これはバ

ス22を介してブロック信号を受容するよう結合されてもよい。低域通過フィルタは各ブロック信号の高周波数成分を形成する高域通過フィルタの組合せにより形成され、高周波数成分は低周波数成分を供給するために対応するブロック信号から減算されるのは無論である。好ましくは低周波数成分は処理中のブロック信号のDC成分である。ノイズ推定器はブロック信号のノイズレベルを正確に得るために配置される。例えばノイズがX線量子ノイズのようなポアソン分布のノイズが支配的なときにノイズレベルは問題のブロックの平均輝度から正確に得られる。換言するとポアソン分布ノイズに対してノイズレベルが処理中のブロック信号の低周波数成分の平均信号レベル、即ちそのDC成分から正確に得られる。

ノイズ推定器4は好ましくは高処理速度を達成するよう配置される。これは特にノイズレベルを推定するための計算段階を制限するようになされる。この目的のためにノイズ推定器4はブロックの周波数変換で発生する空間周波数の統計的分散の幾つかの組を含むルックアップテーブルを設けられる。統計的分散値のそのような組は実際空間周波数の関数としてノイズパワーの値からなるノイズスペクトルである。統計的分散の組は平均信号レベルの値により配置される。斯くし



てノイズ推定器がブロック信号のDC成分を入力で受けるときにそれは処理中のブロックの平均輝度に属するノイズレベルに対応する統計的分散値の組をその出力に供給する。膨大な数の統計的分散値の組を記憶する代わりに数個又はたった一つのノイズパワースペクトルが記憶され、それはブロック内の平均輝度の基準値に属する。ノイズレベルの正確な推定が記憶された統計的分散に基準値からノイズ推定器の入力で受けられたDC成分の偏差に依存するスケーリング係数を掛けることにより得られ、即ちスケーリング係数はDC成分の基準値に対する比から得られる。更なる改善はブロックの平均輝度のみならず印加されたX線線量、及び／又はX線管球の電圧及びX線管球の陽極の電流の値のような他の画像化

パラメータにもまた属する統計的な分散の組を提供することにより達成される。画像処理器がX線検査装置に組み込まれるときにX線源及びX線検出器のようなパラメータの設定はノイズ推定器4の外部入力25に供給され、それによりノイズ推定器は画像が形成される条件下に属する統計的分散値を供給する。

ノイズ推定器のルックアップテーブルに記憶された統計的分散に対する正確な値は一以上の較正画像の組から得られる。これらの統計的分散を得るためにノイズパワースペクトルは実質的に均一な輝度の延在される対象の較正画像を評価することにより測定される。X線強度への統計的分散の依存性は画像又はより正確には画像の組の画素値の統計的な評価により得られる。これらの画像は別の較正段階又は処理される画像の第二の評価により形成される。後者の場合にはフルオロスコピーの線量に対して画像の高周波数成分のほとんどの画素がノイズにより支配されているという事実を利用できる。適切なノイズ推定の機能のより詳細はフランス国特許出願FR95078889及びFR9508893に記載されている。

ノイズ減衰器5は各空間周波数及び各ブロックに対して各スペクトル係数の局部信号対ノイズ比を形成するためにスペクトル係数のノイズレベルに対する比を計算する。信号対ノイズ比から減衰されたスペクトル係数は高い局部信号対ノイズ比はそれほど影響されず、低い信号対ノイズ比は実質的に減少されるような方法で得られる。例えば減少されたスペクトル係数はその範囲として $[0, 1]$ を

有する増加関数を適用することにより対応する局部信号対ノイズ比から得られ、それは信号対ノイズ比の高い値を1に飽和させ、局部信号対ノイズ比の低い値に対してゼロに向かわせる傾向にある。特によい結果がシグモイド減衰特性、 $1 - \exp(-x^2)$  が減衰関数として用いられる時に得られる。減衰関数がノイズ減衰器5に組み込まれるルックアップテーブルにテーブルの形で記憶されるときには少ない計算負荷しか要求されない。減少されたスペクトル係数は

メモリ部分23から対応する位相情報と共に合成ユニット6に供給される。メモリ部分23はバス24により合成ユニット6と結合される。他の可能性はノイズ減衰器はスペクトル係数の実部と虚部の両方に同じ実数の減衰係数を乗算してそれらの両方を減衰する。それにより位相は減衰されたスペクトル係数を導出中に保存され、故に位相情報を合成ユニットに供給することにより分離することを要求されない。減少されたスペクトル係数及び位相から合成ユニット6は問題のブロックに対して減衰されたノイズを有する画素値を計算する。このようにして合成ユニット6は画素値の処理されたブロックを供給する。組立ユニット7によりこれらの処理されたブロックはノイズが減少された処理された画像を形成するように互いに結合される。組立ユニット7はその出力で画像信号が処理された低ノイズ画像の画素値が表現される信号レベルを有する画像信号を発生する。

図2は本発明のX線検査装置の概略図を示す。X線源10はX線ビーム12で特に検査される患者である対象11を照射する。患者内でのX線照射の局部吸収によりX線影像是X線検出器13の検出面30上に形成される。X線検出器はX線画像から電子画像信号を供給する。X線検出器として図2に示されるように画像増倍器テレビジョンチェインが用いられるが、あるいはX線検知センサマトリックス、蓄積蛍光スクリーン、又は例えばSeのようなX線検知光導電層が用いられ得る。このようなX線センサマトリックスは例えばX線の吸収により電荷がフォトダイオードの自己容量内に記憶され、読み取りラインを通して読み出されるように形成される。コンデンサは好ましくは薄膜トランジスタによりそれぞれの読み取りラインに結合される。フォトダイオードはそれ自体X線に感応するか又はフォトダイオードが相当の感度を有するために例えばCsI:TIのような

X線を可視光に変換するシンチレータ層を設けられるセンサマトリックスのいずれかである。X線画像が蓄積された

蛍光で記憶される場合にはスキヤニングレーザービームはX線画像を読み出すために用いられ、例えばドラム上に配置された層のようなX線感応光導電体が用いられる場合には、X線画像の輝度値を表す層内の電荷は静電的なスキャンシステムで読み出される。図2に示されるX線検出システム13は検出面として入射スクリーン30を有するX線画像増倍器31からなる。入射スクリーン30は入射X線放射を入射窓32上の電子光学的システムにより画像化される電子ビームに変換する。電子光学システムは入射スクリーン30に設けられる光陰極と、中空陽極34と、制御電極35とからなる。出射窓32上に蛍光層33が配置される。電子の吸収により蛍光層は光を出射し、それにより電子ビームが出射窓上に光-光学画像を形成する。光-光学画像はカメラ36でピックアップされ、それは例えばレンズシステムのような光学的結合により出射窓32と光学的に結合される。カメラ36は信号レベルが出射窓上の光-光学画像の輝度値を表す電子画像信号を供給する。電子画像信号は画像処理機1に到来し、これは画像のノイズを減少し、処理された画像信号をモニタ40に及び／又は画像処理システム41に出力する。モニタ上でX線画像の画像情報は高い診断的品質で表示され、即ち良好な信号対ノイズ比を有し、詳細な画像情報が維持されている。画像処理ユニットは処理された画像を記憶し又はハードコピー上にプリントするような更なる画像処理をなす。その高電圧発生器と共にX線源10、X線検知システム13は画像パラメータを画像処理機1のノイズ推定器4に供給するためにバス42を介して画像処理機1に結合される。斯くしてノイズ推定器は画像化条件により推定されたノイズレベルを供給可能となる。

【图1】

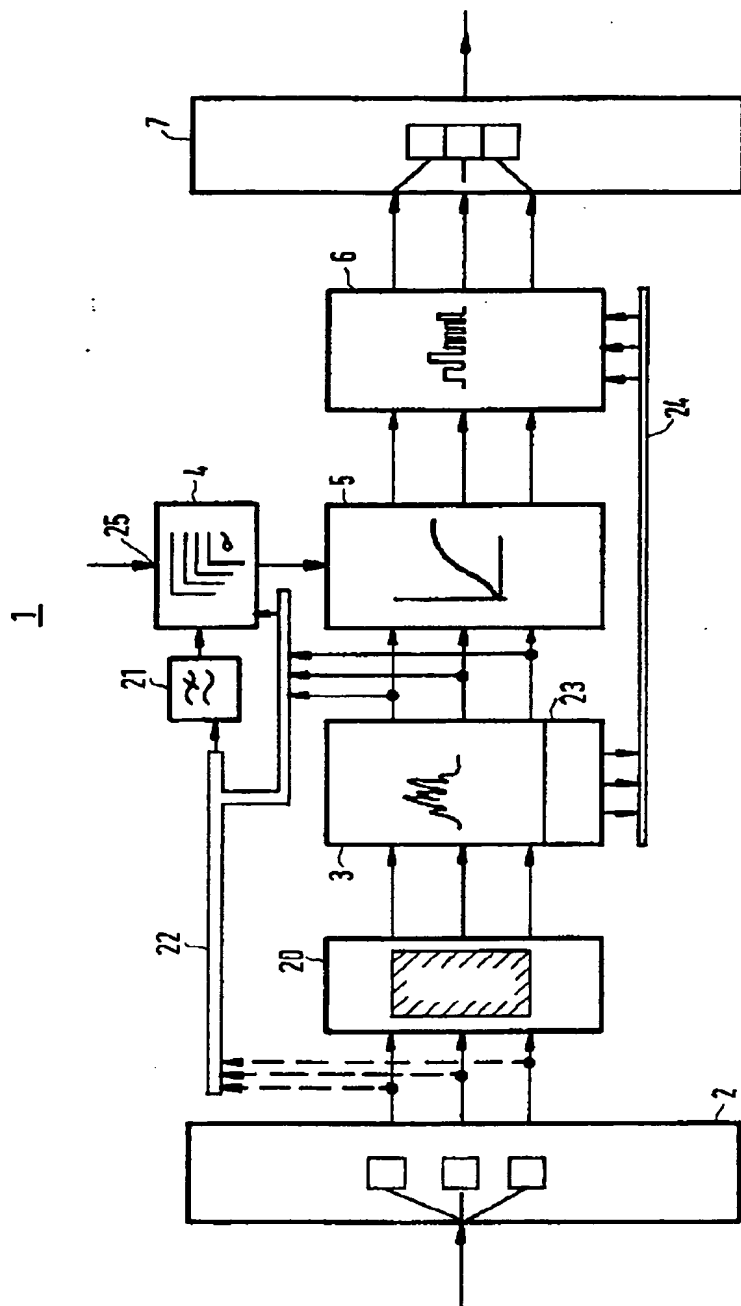


FIG.1

【図2】

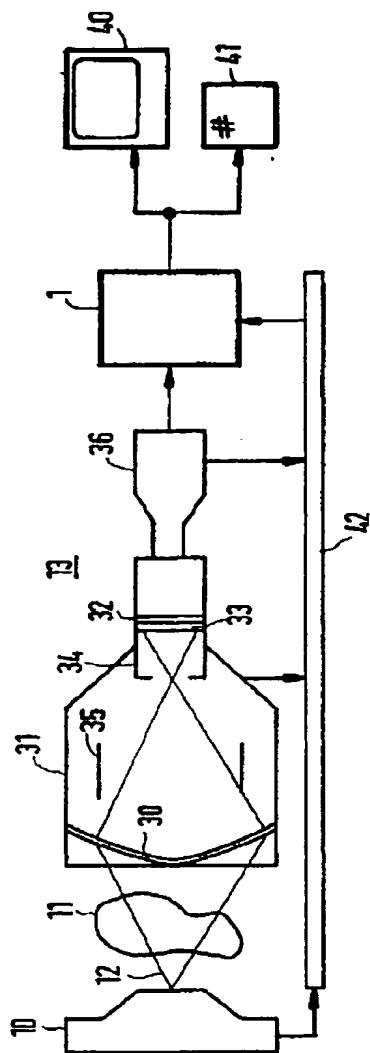


FIG. 2